

文章编号 1004-924X(2017)07-1815-10

肠道机器人扩张机构设计与优化

汪 炜, 颜国正*, 王志武, 高晋阳, 姜萍萍, 刘大生, 赵 凯
(上海交通大学 电子信息与电气工程学院, 上海 200240)

摘要: 为了满足肠道机器人在肠道中运动和驻留的要求, 设计了一种大变径比的新型扩张机构。该机构通过采用双层叠腿式设计, 增大了与肠道的接触面积, 最大扩张半径达到 24.5 mm, 变径比增加到 3.27。为了进一步研究该扩张机构的性能, 建立了扩张臂的数学模型, 对扩张臂的力学与运动学特性进行了理论分析。然后通过有限元分析, 对扩张臂运动过程进行了动力学仿真, 研究了不同扩张半径下, 扩张臂的应力分布和变化趋势, 基于有限元分析结果, 对扩张臂进行了优化设计, 优化后的等效应力最大值比优化前减小了 12.89%。之后通过 ADAMS 对扩张臂进行运动学仿真, 以验证其运动学模型的准确性。最后搭建了力学性能实验台, 对其扩张力进行了测试, 以验证其力学模型的准确性。实验结果显示: 实验值与理论值的变化趋势基本一致, 而且实验值小于理论值; 机构扩张初始阶段误差较大, 扩张半径为 7.5 mm 时, 实验值仅为理论值的 14.30%; 之后误差急剧减小并趋于稳定, 扩张半径为 10~23 mm 时, 实验值平均为理论值的 73.64%; 扩张臂 1、2、3 的实际扩张半径分别为 24.5、24 和 23 mm。结果显示本文设计的肠道扩张机构基本满足肠道安全性和大变径比的设计要求, 而且结构优化效果明显。

关键词: 肠道机器人; 扩张机构; 有限元; 优化设计

中图分类号: TH776; TP242.6 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20172507.1815

Design and optimization of expanding mechanism of intestinal robot

WANG Wei, YAN Guo-zheng*, WANG Zhi-wu, GAO Jin-yang,
JIANG Ping-ping, LIU Da-sheng, ZHAO Kai

(School of Electronic Information and Electrical Engineering,
Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

* Corresponding author, E-mail: gzhyan@sjtu.edu.cn

Abstract: A new-type expanding mechanism with Variable Diameter Ratio (VDR) is designed to satisfy requirements of intestinal robot movement and anchoring in the intestine tract. With the double-stacked folding design of the mechanism, the contact area with intestine tract is increased. The maximum expanding radius reaches to 24.5 mm, and VDR increases to 3.27. To further study the performance of the expanding mechanism, the mathematical model of the expanding arm is established to analyze the mechanical and kinematic properties of the expanding arm. Then, the dynamics of the expanding arm is simulated by using the finite element analysis (FEA) and the stress distribution and the trend of the expanding arm with different expanding radius are studied. Optimization design of expanding arm is conducted based on the results of FEA, and maximum of equivalent stress after

收稿日期: 2017-02-09; **修订日期:** 2017-04-17.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 61673271, No. 81601631); 上海市科学技术委员会科研计划项目 (No. 14441902800, No. 15441903100)

optimization reduced by 12.89% than that before optimization. Subsequently, the kinematics of the expanding arm is simulated by ADAMS and the kinematics model is verified. Finally, the mechanical performance test platform is established to test its expanding force and verify its mechanical model. Experimental result indicates: the variation trend of experimental value and theoretical value is basically the same, and experimental value is less than theoretical value; the error is large in initial stage of mechanism expanding, and experimental value is only 14.30% of theoretical value when expanding radius is 7.5 mm, After that, the error drastically decreases and the mechanism tends to be stable, and experimental value is 73.64% of theoretical value on average when expanding radius is 10 mm-23 mm; Actual expanding radius are respectively 24.5, 24 and 23 mm for expanding arms 1, 2 and 3. Designed expanding mechanism of intestinal tract basically satisfies design requirements of intestinal tract safety and large VDR, and structural optimization effect is significant.

Key words: Intestinal robot; expanding mechanism; finite elements analysis; optimization design

1 引 言

胃肠道恶性肿瘤及功能性疾病的发病率和死亡率逐年升高^[1],已成为威胁人们健康甚至生命的顽疾,早期发现与无创诊疗是该类疾病目前研究的重点。传统的内窥镜检查存在漏检、过程过于痛苦,可能引起严重并发症等问题。自 2000 年以色列 Given Imaging 公司研制出第一款胶囊内窥镜“Pillcam”^[2]以来,各科研机构关于胶囊内窥镜做了大量的相关研究^[3-5]。胶囊内窥镜通过口服进入胃肠道,能在无创、无痛苦条件下获得胃肠腔内图像,是胃肠道疾病无创检测技术的重大进展。其缺点是不能在肠道中自主运动,且不能对胃肠道实施定点检测^[6]。磁驱动胶囊内窥镜应运而生,其原理是在胶囊内窥镜上安装磁体,依靠外部磁场与磁体的相互作用而驱动胶囊内窥镜运动^[7-9]。胶囊内窥镜实现了在肠道中的自主运动,但是其不能在肠道内驻留,不能对胃肠道实施径向扩张,难以发现胃肠道褶皱和塌陷处的病变。因此,目前具备自主运动和径向扩张胃肠道功能的胃肠疾病微型仿生肠道机器人已成为当前国际机电及医学工程领域研究的重点^[10-14]。

扩张机构是体内驱动肠道机器人的关键部件之一,它的主要功能有两方面:一方面是实现机器人在肠道内的驻留,另一方面是撑开肠道以便机器人对肠道进行观察诊疗。Thomas Manwell 等人^[15]设计的仿蚯蚓式机器人利用弹性网状材料压缩延展时整体直径的变化来实现

驻留,但是该机构未展开状态下的直径太大达 25 mm,不能进入人体中较细的肠道中;而变径比(最大扩张半径与最小扩张半径的比值)又太小,只有 1.44,又不能撑开人体中较粗的肠道;因此其适用性有限。Chen Wenwen^[16]设计的扩张机构螺旋腿为开放式且顶端较为锋利,转动时容易卡住肠道,对肠道造成损伤。一些科研机构^[17,18]研发的气囊式扩张机构对肠道具有一定的安全性,但是充放气这种工作方式效率低下,完成一次扩张动作耗时太长,不适合实际手术操作。He Shu、Gao Jinyang 等人^[19-21]设计的伸腿式扩张机构解决了动作缓慢和肠道安全性的问题,但是最大扩张半径较小,只有 16 mm,不适用于人体中比较大的肠道。

从上述分析可以看出,肠道机器人扩张机构设计的主要问题集中在机构的工作效率、安全性和不同大小肠道适用性上。本文设计的扩张机构采用的是双层叠腿式设计,从而增加了最大理论扩张半径和变径比,使其更加适应不同大小的人体肠道;增大了扩张臂与肠道的接触面积,降低了肠道破损的风险,增强了机构的安全性;完成一次展开动作平均时间为 1.2 s,具有较高的工作效率。接下来,文中定量研究了扩张机构工作的有效性与安全性,并对扩张臂的力学和运动学特性进行了理论分析和实验验证。最后考虑到扩张机构尺寸微小,而且处于复杂的肠道环境,机构的强度与重量是相互制约的因素,使结构尺寸与强度达到最优对机构设计同样至关重要,这就需要对机构进行优化。

2 扩张机构结构分析

2.1 机器人运动原理

本文在划桨式肠道机器人的基础上设计了扩张机构,其通过两个扩张机构交替展开而相对肠道固定,螺杆副驱动收缩的扩张机构相对运动,从而实现机器人在肠道内的运动,其运动原理如图1所示。初始状态:扩张机构1、2均处在闭合状态;步态1:扩张机构1打开;步态2:螺杆驱动扩张机构2向右运动到极限位置;步态3:扩张机构1闭合,扩张机构2打开;步态4:螺杆驱动扩张机构1向右运动到极限位置;之后重复步态1—4,机器人向前运动。从中可以看出扩张机构在机器人的运动中起着关键作用。

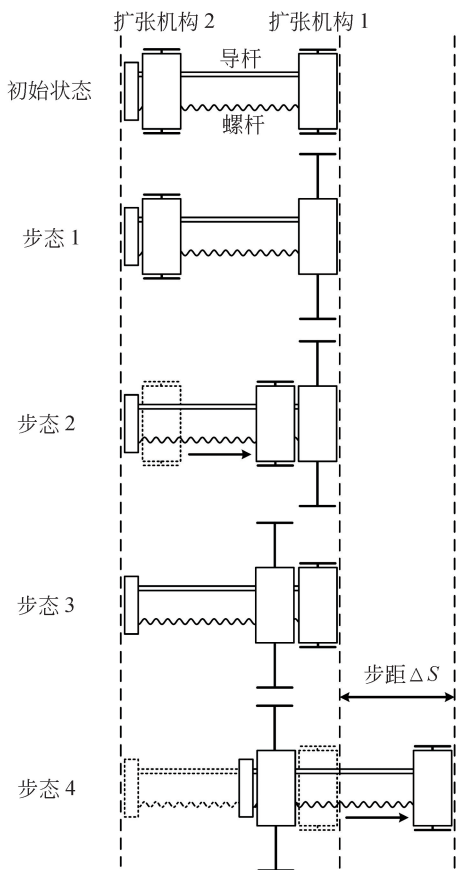


图1 划桨式机器人运动原理

Fig. 1 Locomotion principle of paddle type intestinal robot

2.2 扩张机构结构分析

对于本文设计的肠道机器人扩张机构,其闭合状态时尺寸(除去电机)为 $R7.5 \times 7.4$ mm,完全

展开时扩张半径为 24.5 mm,完成一次扩张动作的平均时间约为 1.2 s,动作效率较高,其结构示意图如图2(彩图见期刊电子版)所示。其中主要的零部件功能如下:(1)盖板—支撑减速器外部齿轮;(2)顶层挡板—与中层挡板夹持基座;(3)基座—固定支撑扩张臂及减速机构;(4)减速机构—与电机相连,增大输出扭矩以及减小转速,减速比为 1 107.6;(5)扩张臂—扩开肠道;(6)中层挡板—与顶层挡板夹持基座,与底层挡板固定传动齿轮组;(7)扩张臂传动轴—连接扩张臂齿轮副与扩张臂;(8)电机—驱动机构运动,额定功率为 1.2 W;(9)减速机构输出轴—与传动齿轮组中主动齿轮(图1中箭头对应的齿轮)相连;(10)内齿圈—将传动齿轮组中主动齿轮的力矩分别传递给三对扩张臂齿轮副;(11)扩张臂齿轮副—将力矩通过扩张臂传动轴传递给扩张臂(12)底层挡板—与中层挡板固定支撑传动齿轮组;(13)滚珠—支撑内齿圈转动并减少摩擦;(14)螺钉—固定各零件。

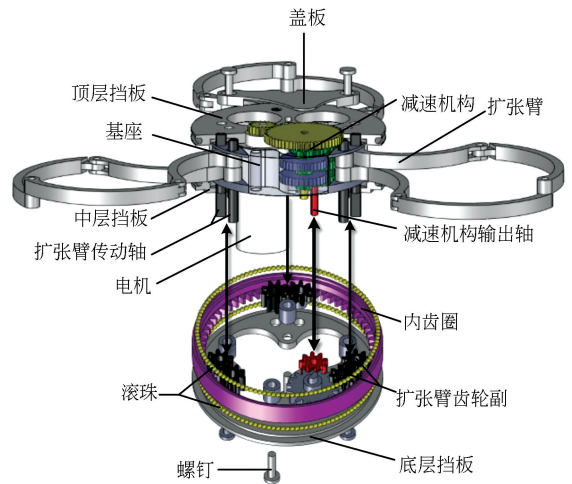


图2 扩张机构结构示意图

Fig. 2 Structure of expanding mechanism

本文设计的扩张机构运动机理为:由电机提供驱动力,经由减速机构减速并增大力矩后,传递给传动齿轮组,再通过传动齿轮组带动传动轴旋转,进而驱动扩张臂,实现其展开与收缩。

3 扩张臂的运动学与力学分析

扩张机构中的扩张臂是与肠道直接紧密接触的部件,其性能将直接影响肠道组织的安全性。扩张臂是扩张机构设计的关键,故对扩张臂的运

动过程进行了运动与力学分析。

一组扩张臂系统由三对互成 120° 角的扩张臂组成,其展开过程如图 3 所示,初始状态时三对扩张臂收缩成圆环状(状态 1),随着齿轮的旋转三对扩张臂逐渐伸展(状态 2),直至最后到达极限位置三对扩张臂完全展开(状态 3)。扩张机构呈完全收缩状态时,此时机构的扩张半径为 7.5 mm;当完全展开时,机构扩张半径达到 24.5 mm。

将一对扩张臂简化为连杆滑块机构,且设定杆 O_1A 绕 O_1 点匀速转动,并对其进行运动学分

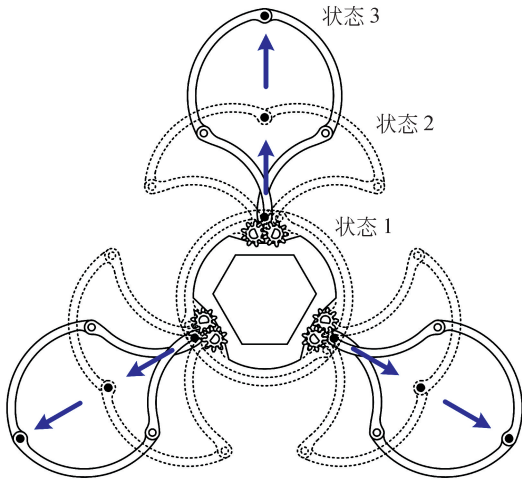


图 3 扩张臂展开过程示意图

Fig. 3 Schematic diagram of expansion process for expanding arm

$$v_p = \omega \cdot \left(l_1 \cdot \sin\theta - l_1 \cdot \cos\theta \frac{(l_1 \cdot \sin\theta + c)}{\sqrt{l_2^2 - (l_1 \cdot \sin\theta + c)^2}} \right), \quad (2)$$

$$a_p = \omega^2 \cdot \left(l_1 \cdot \cos\theta + l_1 \sin\theta \frac{(l_1 \cdot \sin\theta + c)}{\sqrt{l_2^2 - (l_1 \cdot \sin\theta + c)^2}} - \frac{l_1^2 \cdot l_2^2 \cdot \cos^2\theta}{\sqrt{[l_2^2 - (l_1 \cdot \sin\theta + c)^2]^3}} \right), \quad (3)$$

式(1)(2)(3)中: s_p 为 P 点的位移量; v_p 为 P 点速度; a_p 为 P 点加速度; r_c 为机构扩张半径; h_0 为机构圆心 O 点到 O_1O_2 的距离; h_1 为扩张臂完全收缩时 P 点到 O_1O_2 的距离; θ 为杆 O_1A 或 O_2B 与竖直方向所形成的角度; ω 为杆 O_1A 和 O_2B 转动角速度; l_1 、 l_2 分别为杆 O_1A 、杆 AP 的长度; c 为点 O_1 到中心线的距离。

把机构作为一个静力系统,进行力学分析,如图 5 所示。根据虚功原理,力矩 M_1 和 M_2 在微小角度增量 $\Delta\theta$ 上所作的虚功分别为 $M_1 \cdot \Delta\theta$ 和 $M_2 \cdot \Delta\theta$, P 点所受到的极限反作用力 F_p' 在微小位移增量 Δs_p 上所作的虚功为 $F_p' \cdot \Delta s_p$ 。由所作的总虚功为零可得:

析,如图 4 所示。

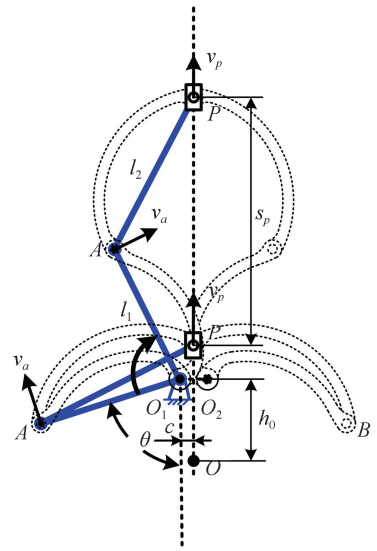


图 4 扩张臂运动学分析

Fig. 4 Kinematic analysis of expanding arm

本文分析了 P 点的位移、速度以及加速度 3 个运动量。经过几何分析计算可得,位移 s_p 和扩张半径 r_c 的方程为:

$$\begin{cases} s_p = \sqrt{l_2^2 - (l_1 \cdot \sin\theta + c)^2} - l_1 \cdot \cos\theta - h_1 \\ r_c = s_p + h_0 + h_1 \end{cases} \quad (1)$$

已知 $\theta = \omega \cdot t$, 对位移求时间(t) 导数, 可得 P 点的速度 v_p 和加速度 a_p 方程为:

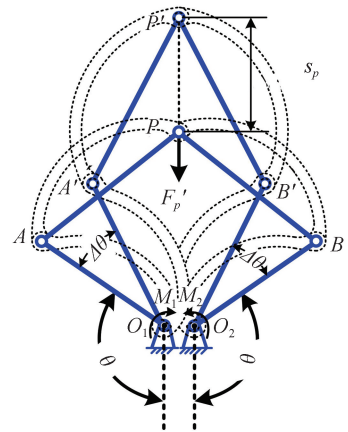


图 5 扩张臂力学分析

Fig. 5 Mechanical analysis of expanding arm

$$\begin{cases} M_1 \cdot \Delta\theta + M_2 \cdot \Delta\theta - F'_P \cdot \Delta s_p = 0 \\ T = M_1 + M_2 \end{cases}, \quad (4)$$

由公式(1)可得:

$$\Delta s_p = \left(l_1 \cdot \sin\theta - l_1 \cdot \cos\theta \frac{(l_1 \cdot \sin\theta + c)}{\sqrt{l_2^2 - (l_1 \cdot \sin\theta + c)^2}} \right) \cdot \Delta\theta, \quad (5)$$

根据公式(4)、(5)可推得扩张力 F_P :

$$F_P = F'_P = T \cdot \left(l_1 \cdot \sin\theta - l_1 \cdot \cos\theta \frac{(l_1 \cdot \sin\theta + c)}{\sqrt{l_2^2 - (l_1 \cdot \sin\theta + c)^2}} \right)^{-1}, \quad (6)$$

式中: F_P 、 F'_P 为 P 点处的扩张力及反作用力; M_1 、 M_2 为分别作用在 O_1 和 O_2 上的最大驱动力矩; T 为电机额定电压下,扩张臂所受到的最大驱动力矩。

根据实际测量,上述公式中机构的部分设计参数如表1所示。

表1 机构部分设计参数

Tab.1 Design parameters of mechanism

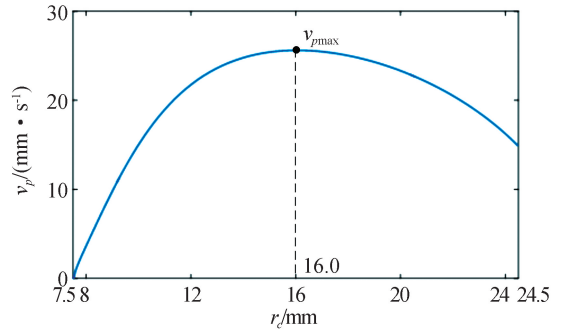
参数	数值
l_1 / mm	9.5
l_2 / mm	11.2
h_0 / mm	6.1
h_1 / mm	1.4
c / mm	0.9
$\omega / (\text{rad} \cdot \text{s}^{-1})$	1.7
$T / (\text{N} \cdot \text{mm})$	12

根据公式(1)、(2)、(3)、(6)和表1中的参数,可得到 P 点处速度、加速度以及扩张力三者与扩张半径之间的关系。

图6(a)为 P 点速度与扩张半径的关系曲线:当扩张半径为 7.5 mm 时(即扩张臂处于完全收缩状态), P 点的速度为零;然后速度随着扩张臂的展开而逐渐增大,当扩张半径增加到 16.0 mm 时,速度达到最大值 25.61 mm/s;之后速度随着扩张半径的增加而逐渐减小,当扩张半径达到 24.5 mm(扩张臂伸展到极限位置的临界点)时,此时速度为 14.90 mm/s。

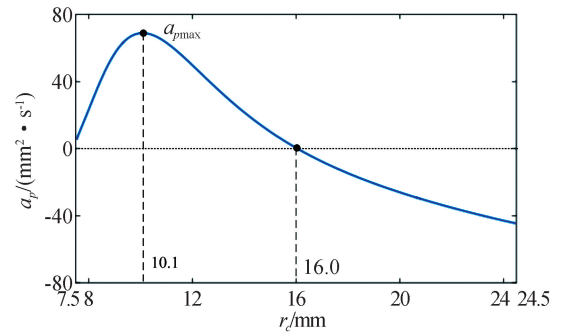
图6(b)中曲线显示了 P 点加速度与扩张半径之间的关系:当扩张半径为 7.5 mm 时, P 点的

加速度为 5.38 mm²/s;当扩张半径为 10.1 mm 时,加速度达到最大值 68.95 mm²/s;当扩张半径为 16.0 mm 时,此时加速度为零;当扩张臂达到极限位置临界点时,此时加速度值为 -44.57 mm²/s。



(a)速度—扩张半径

(a) Velocity vs expanding radius



(b)加速度—扩张半径

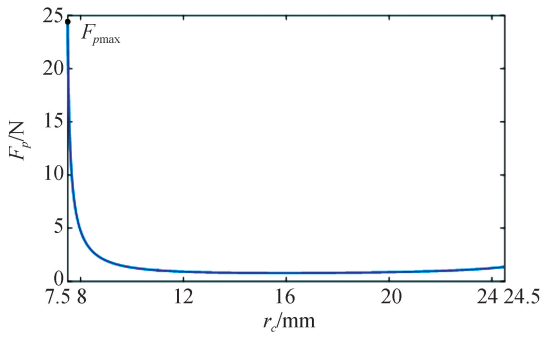
(b) Acceleration vs expanding radius

图6 速度、加速度与扩张半径关系曲线

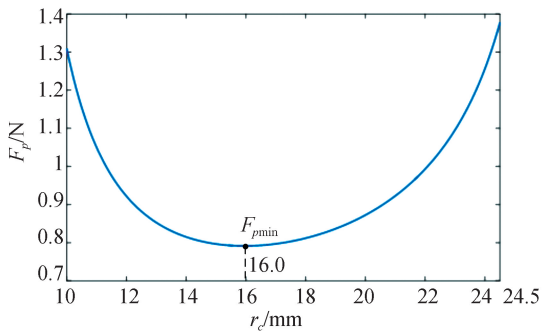
Fig.6 Relationship curves of velocity, acceleration to expanding radius

图7(a)(b)分别是 P 点扩张力与扩张半径的整体与局部关系曲线图。图7(a)所示为扩张半径从 7.5 mm 到 24.5 mm 的整体曲线图。由图可知,扩张臂初始状态的扩张力最大,为 24.440 N,之后扩张力急剧减小。图7(b)所示为扩张半径从 10 mm 到 24.5 mm 的局部曲线图,此阶段扩张力变化相对平稳,当扩张半径为 16.0 mm 时,扩张力达到最小值,为 0.791 N,当扩张半径为 24.5 mm 时,扩张力为 1.384 N。

根据上述分析可以看出,在扩张臂伸展的初始阶段存在很大的扩张力,对肠道安全性不利,可能会对肠道造成损伤。因而需要对扩张机构的扩



(a)整体曲线图
(a)Overall curve



(b)局部曲线图
(b)Local curve

图 7 扩张力与扩张半径关系曲线

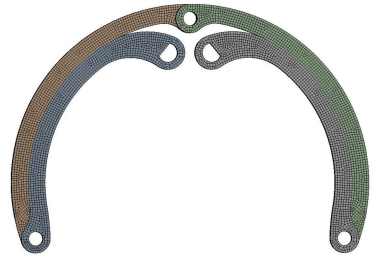
Fig. 7 Overall and local curves of expanding force varies with expansion radius

张力进行实验测试,尤其是扩张初始阶段;而随着扩张臂继续展开,扩张力急剧减小,扩张半径从 10 mm 到 24.5 mm 的过程中,扩张力变化较为平稳,大小为 0.791~1.384 N,此阶段不会使得肠道因为扩张而受到损伤。

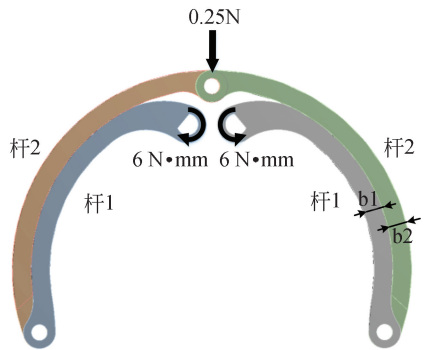
4 仿真分析及优化

扩张臂在运动过程中的自身受力情况同样至关重要。下面将基于有限元方法,利用 ANSYS 软件对扩张臂运动过程进行动力学仿真。扩张臂材料设置为 45 号钢,密度为 $7\ 850\ \text{kg}/\text{m}^3$,弹性模量为 210 GPa,泊松比为 0.3;网格划分方法设置为 Hex Dominant Method,单元尺寸设置为 0.1 mm,节点数为 217 841,单元数为 49 652,如图 8(a)(彩图见期刊电子版)所示。在两个杆 1 的 D 型孔处分别施加大小为 $6\ \text{N}\cdot\text{mm}$ 的恒定力矩,在杆 2 的连接处施加一个方向向下、大小为 0.25 N 的恒定力,

如图 8(b)(彩图见期刊电子版)所示。求解总时间设置为 $2.4\times 10^{-3}\ \text{s}$,时间间隔设置为 $1\times 10^{-5}\ \text{s}$ 。



(a)网格划分
(a)Grid division



(b)载荷施加
(b)Load applied

图 8 网格划分及载荷施加

Fig. 8 Grid division and load applied

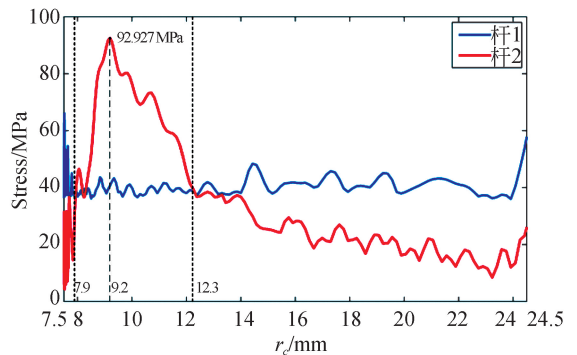


图 9 各杆等效应力曲线图

Fig. 9 Curves of equivalent stress for each bar

经过分析计算可得到各杆在不同扩张半径下的等效应力曲线图和等效应力云图,如图 9、10(彩图见期刊电子版)所示。从图中可以看出,随着扩张半径的不同,扩张臂的等效应力最大值在杆 1、2 之间交替变动。扩张初始阶段,扩张半径

从 7.5 mm 到 7.9 mm,杆 1 的等效应力值大于杆 2,此阶段扩张臂等效应力最大值为 66.088 MPa,位于杆 1 上;随着扩张半径的增大,扩张半径从 7.9 mm 到 12.3 mm,杆 2 等效应力值大于杆 1,

此阶段的扩张臂等效应力最大值为 92.927MPa,位于杆 2 上;当扩张半径从 12.3 mm 到 24.5 mm 时,杆 1 的等效应力值又逐渐大于杆 2,此时扩张臂等效应力最大值为 53.728 mm,位于杆 1 上。

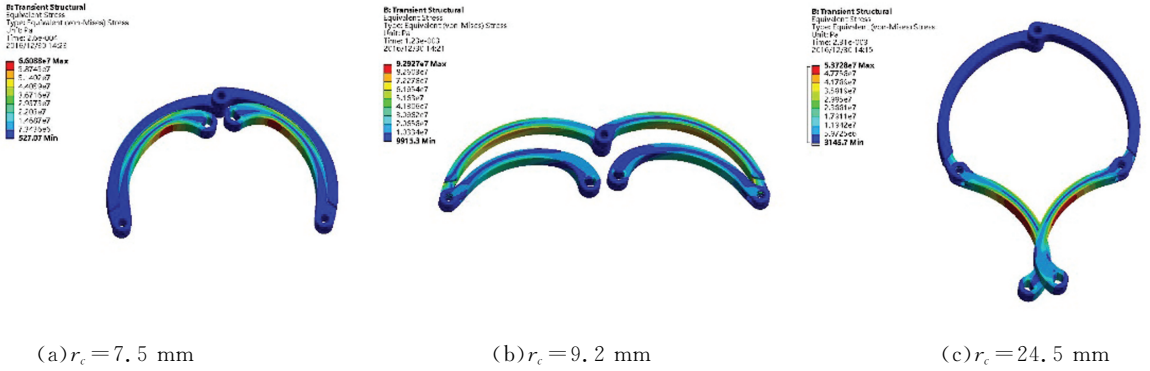


图 10 不同扩张半径处扩张臂等效应力云图

Fig. 10 Equivalent stress contours of expanding arms with various expanding radius

由上述分析可知,整个扩张臂最大应力在杆 2 上。为了减小整个扩张臂上等效应力的最大值,需对扩张臂进行优化。本文以杆 1、2 的宽度 b_1 、 b_2 作为优化变量,以整个扩张臂等效应力最大值 St_{max0} 最小为优化目标。由于杆 1、2 的总宽度固定,杆 2 的等效应力最大值 St_{max2} 大于杆 1 的等效应力最大值 St_{max1} ,故应增大杆 2 的宽度,相应地就得减小杆 1 的宽度。杆 1、2 原本宽度都为 0.7 mm。考虑加工精度的限制,选择以 0.2 mm 为增量,分别对不同宽度的扩张臂模型进行有限元分析,其结果如表 2 所示。

0.66 mm, $b_2=0.74$ mm 时,整个扩张臂的等效应力最大值最小,为 80.952 MPa,相对于优化前,等效应力最大值减小了 12.89%。优化后的扩张臂各杆等效应力曲线图和等效应力值最大处的应力云图,如图 11、12(彩图见期刊电子版)所示。

表 2 不同宽度模型下的等效应力值

Tab.2 Equivalent stresses of various models

b_1 /mm	b_2 /mm	St_{max1} /MPa	St_{max2} /MPa	St_0 /MPa
0.7	0.7	66.088	92.927	92.927
0.68	0.72	69.588	86.955	86.955
0.66	0.74	73.953	80.952	80.952
0.64	0.76	81.974	77.130	81.974
0.62	0.78	90.400	74.609	90.400
0.6	0.8	98.091	70.828	98.091

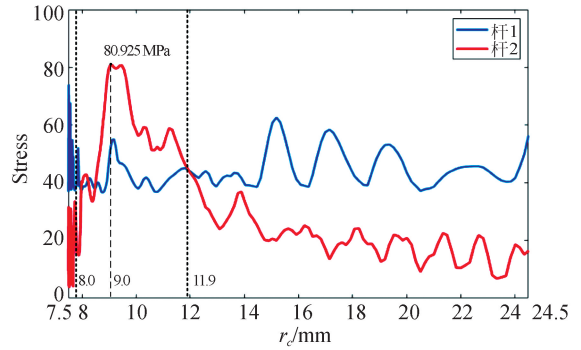


图 11 优化后等效应力曲线图

Fig. 11 Curves of equivalent stress after optimization



图 12 优化后最大等效应力云图

Fig. 12 Max equivalent stress contours after optimization

从表 2 可以看到,随着宽度的减小,杆 1 等效应力最大值 St_{max1} 不断增加,而杆 2 随着宽度的增加,其等效应力最大值 St_{max2} 不断减小。当 $b_1 =$

5 运动学仿真与力学实验分析

5.1 运动学仿真分析

利用 ADAMS 对扩张臂的运动过程进行运动学仿真分析,以验证扩张臂运动学模型。在两个扩张臂 D 孔处均施加 1.7 rad/s 的转速,仿真时间设置为 1.2 s,如图 13 所示。

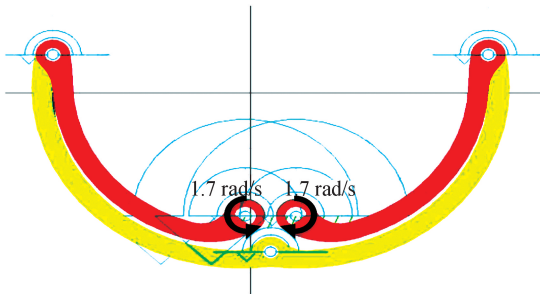
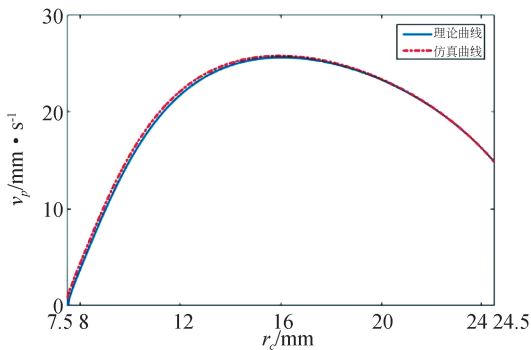


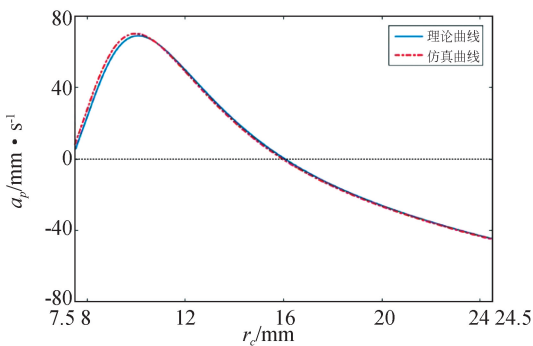
图 13 施加载荷

Fig. 13 Load applied



(a)速度理论曲线与仿真曲线

(a)Theoretical and simulative curves of velocity



(b)加速度理论曲线与仿真曲线

(b)Theoretical and simulative curves of acceleration

图 14 速度、加速度理论曲线与仿真曲线

Fig. 14 Theoretical and simulative curves of velocity and acceleration

经过数据分析处理,得到 P 点速度、加速度随扩张半径变化的仿真曲线与理论曲线的对比图,如图 14(a)、(b)所示。从图中可以看出速度、加速度的理论与仿真曲线几乎一致,从而证明了扩张臂运动学模型的准确性。

5.2 力学实验与分析

由理论分析可知,扩张机构在伸展初始阶段扩张力较大,可能会对肠道造成损伤,故搭建扩张力测试台,对扩张机构的实际扩张力进行测试。图 15(a)(b)为分别为扩张机构的内外部视图。图 16 为扩张机构力学性能测试台,其由直流电源、测力计、控制开关、夹持台以及底座等组成。扩张机构被固定在夹持台上,利用夹持台上的旋钮来调节扩张机构与测力计探头之间的距离,从而测得不同扩张半径下的扩张力。控制开关用来控制电机正反转,并对电机起到保护作用。



(a)外部视图

(b)内部视图

(a)External view

(b)Internal view

图 15 扩张机构内外部视图

Fig. 15 External and internal views of expanding mechanism

基于此平台,以扩张半径 1 mm 为间隔,设置 7.5 mm 和 24.5 mm 两个极限位置,分别对扩张臂 1、2、3 的扩张力进行测试。每组扩张臂分别测试 3 次,取平均值,并将 3 组扩张臂的扩张力实验曲线与理论曲线进行对比,如图 17 所示。

实验结果的分析如下:

(1)从图中可以看出 3 组实验曲线与理论曲线趋势一致,实验值低于理论值,这是由于齿轮传动效率以及机构之间的摩擦损耗所引起的。

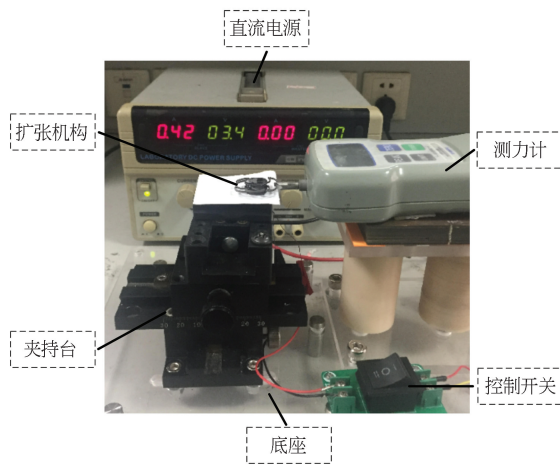


图 16 扩张机构力学性能测试台

Fig. 16 Mechanical performance test platform of expanding mechanism

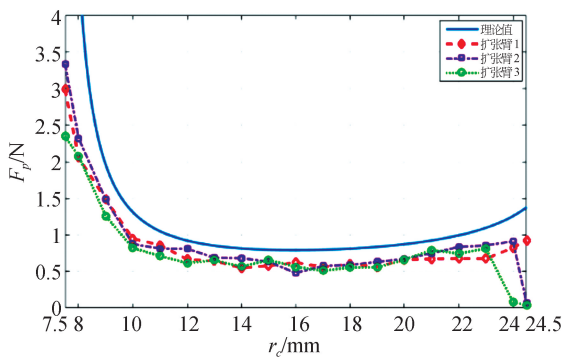


图 17 扩张力实验值与理论值

Fig. 17 Experimental and theoretical values of expanding force

(2) 扩张半径为 7.5~10 mm 时, 曲线斜率较大, 微小的扰动就会使扩张力形成巨大的误差, 所以此时实验值与理论值相差较大。当扩张半径为 10~23 mm 时, 曲线相对平稳, 误差也相对较小, 此时扩张臂 1 的实验值平均为理论值的 72.12%, 扩张臂 2 的实验值平均为理论值的 76.93%, 扩张臂 3 的实验值平均为理论值的 71.86%。3 组扩张臂中伸展初始阶段实际最大扩张力为 3.331 N, 仅

为理论值的 14.30%, 不会对肠道造成损伤。

(3) 扩张臂 1 的实际扩张半径即为理论扩张半径, 值为 24.5 mm; 扩张臂 2 在扩张半径达到 24 mm 之后, 扩张力突然减小, 在 24.5 mm 处的实际扩张力为 0.070 N, 此时已经没有扩张肠道的能力, 所以其实际扩张半径只有 24 mm; 同样, 扩张臂 3 在扩张半径达到 23 mm 之后实际扩张力几乎为零, 其实际扩张半径只有 23 mm。由于机构零件尺寸微小(最小的齿轮模数为 0.2 mm, 齿数为 10), 很难保证上述值十分精确, 从而导致齿轮传动间存在间隙, 而且带动小齿轮的大内齿圈实际旋转中心是不固定的, 这些原因导致 3 组扩张臂扩张的不同步。

6 结 论

本文设计了一种大变径比肠道机器人扩张机构, 理论变径比达到 3.27, 最大理论扩张半径为 24.5 mm, 解决了机构在人体不同大小的肠道中的适用性问题。扩张臂采用封闭式双层结构, 且实际最大扩张力为 3.331 N, 不足以使肠道受损, 具有一定的安全性。基于有限元仿真, 分析了扩张臂应力分布与变化趋势, 并对扩张臂进行了尺寸优化, 优化后的扩张臂等效应力最大值减小了 12.89%, 达到了优化的目的。文中为肠道机器人相关结构设计提出了一种方法: 建立机构的数学模型, 对机器人相关性能进行理论分析; 然后基于有限元分析, 对机构进行优化设计; 最后通过仿真分析和实验测试进行验证。这种方法不仅适用于扩张机构, 而且对机器人其他部件的设计与优化也具有一定的意义。

由于结构设计以及加工误差的原因, 本扩张机构 3 组扩张臂存在运动不同步的缺陷, 实际最大扩张半径分别为 24.5 mm、24 mm 和 23 mm, 最大误差为 1.5 mm。在进一步研究中将通过改进机构设计来减小误差。

参考文献:

- [1] SIEGEL R L, MILLER K D, JEMAL A. Cancer statistics, 2017 [J]. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 2017, 67(1): 7-30.
- [2] IDAN G, MERON G, GLUKHOVSKY A, et al.. Wireless capsule endoscopy [J]. *Nature*, 2000, 405(5): 417-418.
- [3] LI B P, MENG M Q H. Computer-aided detection of bleeding regions for capsule endoscopy images [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2009, 56(4): 1032-1039.
- [4] MOHAMMED A A, DANIAL C, JAMES B, et al.. Design and implementation of a wireless cap-

- sule suitable for autofluorescence intensity detection in biological tissues [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, 60(1): 55-62.
- [5] 石煜, 颜国正, 朱柄全. 胶囊内窥镜便携式无线能量发射系统[J]. *光学精密工程*, 2014, 22(1): 132-137.
- SHI Y, YAN G ZH, ZHU B Q. Portable wireless power transmitting system for video capsule endoscopes [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(1): 132-137. (in Chinese)
- [6] VALDASTRI P, SIMI M, WEBSTER R J. Advanced technologies for gastrointestinal endoscopy [J]. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2012, 14: 397-429.
- [7] YIM S, SITTI M. Design and rolling locomotion of a magnetically actuated soft capsule endoscope [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2012, 28(1): 183-194.
- [8] ZHOU H, ALICI G, THAN T D, *et al.*. Modeling and experimental characterization of propulsion of a spiral-type microrobot for medical use in gastrointestinal tract [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, 60(6): 1751-1759.
- [9] POPEK K M, SCHMID T, ABBOTT J J. Six-degree-of-freedom localization of an untethered magnetic capsule using a single rotating magnetic dipole [J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2017, 2(1): 305-312.
- [10] SIMI M, VALDASTRI P, QUAGLIA C, *et al.*. Design, fabrication, and testing of a capsule with hybrid locomotion for gastrointestinal tract exploration [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2010, 15(2): 170-180.
- [11] 陈雯雯, 颜国正, 贺术, 等. 胶囊内窥镜在肠道中的锚位[J]. *光学精密工程*, 2013, 21(6): 1553-1560.
- CHEN W W, YAN G ZH, HE SH, *et al.*. Clamping mechanism of capsule endoscopes in intestine [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 21(6): 1553-1560. (in Chinese)
- [12] WOOD S P, CONSTANDINOU T G. Wireless capsule endoscope for targeted drug delivery: mechanics and design considerations [J]. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 2013, 60(4): 945-953.
- [13] SLIKER L J, KERN M D, RENTSCHLER M E. An automated traction measurement platform and empirical model for evaluation of rolling micropatterned wheels [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2015, 20(4): 1854-1862.
- [14] GAO J Y, YAN G ZH, WANG Z W, *et al.*. A capsule robot powered by wireless power transmission: Design of its receiving coil [J]. *Sensors and Actuators A Physical*, 2015, 234: 133-142.
- [15] MANWELL T, VÍTEK T, RANZANI T, MENCIASSI A, *et al.*. Elastic mesh braided worm robot for locomotive endoscopy [C]. *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago, IL*, 2014: 848-851.
- [16] CHEN W W, YAN G Z, WANG Z W, *et al.*. A wireless capsule robot with spiral legs for human intestine [J]. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2014, 10(2): 147-161.
- [17] GAO P, YAN G Z, WANG Z W, *et al.*. A robotic endoscope based on minimally invasive locomotion and wireless techniques for human colon [J]. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2011, 7(3): 256-267.
- [18] YAN L, WANG T, LIU D, *et al.*. Capsule robot for obesity treatment with wireless powering and communication [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2015, 62(2): 1125-1133.
- [19] 贺术, 颜国正, 柯全, 等. 肠道驻留机构的设计和实验[J]. *光学精密工程*, 2015, 23(1): 102-109.
- HE SH, YAN G ZH, KE Q, *et al.*. Design and experiment of an intestinal anchoring mechanism [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2015, 23(1): 102-109. (in Chinese)
- [20] GAO J Y, YAN G Z. Locomotion analysis of an inchworm-like capsule robot in the intestinal tract [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2016, 63(2): 300-310.
- [21] GAO J Y, YAN G Z, WANG Z W, *et al.*. Design and testing of a motor-based capsule robot powered by wireless power transmission [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2016, 21(2): 683-693.

作者简介:



汪 炜(1992-),男,安徽桐城人,博士研究生,2012年、2015年于武汉理工大学分别获得学士、硕士学位,主要从事精密工程与智能系统研究。E-mail: aries-wang@sjtu.edu.cn

导师简介:



颜国正(1961-),男,湖南桃江人,教授,博士生导师,1993年于吉林工业大学获得博士学位,1995年于南京航空航天大学博士后出站,主要研究方向为智能机器人、微小机电系统等。E-mail: gzhyan@sjtu.edu.cn